

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

1999年 8月20日

出 願 番 号

Application Number:

平成11年特許願第234169号

[ST.10/C]:

[JP1999-234169]

出 願 人

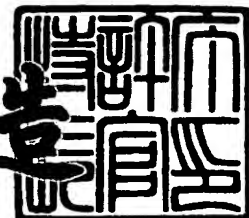
Applicant(s):

浜松ホトニクス株式会社

2002年 2月15日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

及 川 耕 造



出証番号 出証特2002-3007823

【書類名】 特許願

【整理番号】 HP99-0264

【提出日】 平成11年 8月20日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 G21G 1/00

【発明者】

 【住所又は居所】 静岡県浜松市市野町 1 1 2 6 番地の 1 浜松ホトニクス
 株式会社内

 【氏名】 藤本 正俊

【発明者】

 【住所又は居所】 静岡県浜松市市野町 1 1 2 6 番地の 1 浜松ホトニクス
 株式会社内

 【氏名】 青島 紳一郎

【発明者】

 【住所又は居所】 静岡県浜松市市野町 1 1 2 6 番地の 1 浜松ホトニクス
 株式会社内

 【氏名】 細田 誠

【発明者】

 【住所又は居所】 静岡県浜松市市野町 1 1 2 6 番地の 1 浜松ホトニクス
 株式会社内

 【氏名】 土屋 裕

【特許出願人】

 【識別番号】 000236436

 【氏名又は名称】 浜松ホトニクス株式会社

【代理人】

 【識別番号】 100088155

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 長谷川 芳樹

【選任した代理人】

【識別番号】 100089978

【弁理士】

【氏名又は名称】 塩田 辰也

【選任した代理人】

【識別番号】 100092657

【弁理士】

【氏名又は名称】 寺崎 史朗

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 014708

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 放射性同位体生成装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 内部が真空に保持されている核反応部と、

前記核反応部に放射性同位体の生成に必要な核種からなる原料物質を供給する原料供給部と、

前記核反応部に供給されることにより分散状態にされた前記原料物質に、パルスレーザ光を照射することにより前記原料物質に原子核反応を起こさせて放射性同位体を生成させる光学系と、

前記核反応部において生成する放射性同位体の原子核を有する分子を回収する生成核回収部と、

前記核反応部において発生する放射線の外部漏洩を防止する放射線遮蔽系と、を備えることを特徴とする放射性同位体生成装置。

【請求項 2】 前記核反応部における反応生成粒子をモニタする核反応モニタ部と、

前記核反応モニタ部の出力に基き前記原料供給部における前記原料物質の供給条件を制御する核反応制御部と、

を更に備えることを特徴とする請求項 1 記載の放射性同位体生成装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は放射性同位体の生成装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

放射性同位体は、放射線源やトレーサーとして多様な分野で利用されている。特に、人工放射性同位体は、ポジトロンCT (PET) をはじめとする医学用トレーサーとして期待されている。

【0003】

このような医学用トレーサーとして用いられる放射性同位体としては、生体へ

の影響を考慮して比較的短寿命のものが選択され、例えば ^{11}C 、 ^{13}N 、 ^{15}O などの生体構成元素や ^{18}F などが使用されている。これらの放射性同位体は、加速器、原子炉及びレーザー核融合装置により製造することが可能であり、例えば、PET用の放射性同位体は、主にサイクロトロン加速器で製造されている。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記従来の放射性同位体の生成装置は、装置の規模が大きいためその設置場所に大きなスペースを必要とするので、生成する放射性同位体の利用設備の側に合わせた設置をすることができないという問題がある。すなわち、医療施設などの限られたスペースに設置して必要な時に自由に使用することが困難となっている。これは、これらの生成装置が原理的に大きな反応器のスペースを必要とし、さらに、この大きな反応器全体から発生する放射線用に大きな遮蔽設備が必要になるためである。

【0005】

特に比較的短寿命の放射性同位体を生成して利用する際には、放射性同位体は生成と同時に使用されるのが理想的である。従って、規模が大きいため生成装置を利用設備に直結させることができない場合には放射性同位体を有効に利用することができなくなる。また、生成装置を利用設備に直結させることができる場合においても、反応器の占めるスペースが大きいと生成する放射性同位体を速やかに回収し効率よく利用することが困難となる。

【0006】

さらに、これらの生成装置は大規模であるとともに連続作動条件で通常使用されるため、建造コスト、メンテナンスに必要なコスト、不必要なランニングコストが高くなるという問題点もある。

【0007】

本発明は以上の問題を鑑みてなされたものであり、利用設備にオンサイトで設置することのできるコンパクトで低コストな放射性同位体生成装置を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】

本発明に係る放射性同位体生成装置は、内部が真空に保持されている核反応部と、この核反応部に放射性同位体の生成に必要な核種からなる原料物質を供給する原料供給部と、核反応部に供給されることにより分散状態にされた上記の原料物質にパルスレーザー光を照射することにより、この原料物質に原子核反応を起こさせて放射性同位体を生成させる光学系と、核反応部において生成する放射性同位体の原子核を有する分子を回収する生成核回収部と、核反応部において発生する放射線の外部漏洩を防止する放射線遮蔽系とを備えることを特徴とする。

【0009】

本発明によれば、原料供給部から供給される原料物質が所望の核反応を起こす反応場は、光学系から出力される高ピークパワーのパルスレーザー光の微小な照射領域内に形成される。然もこの反応場は、原料物質の供給口の位置とパルスレーザー光の照射位置を決めることにより核反応部内の決められた位置に固定される。従って、核反応部及び放射線遮蔽系に必要なスペースは、従来の装置に比べ大幅に小さくできることになり、ひいては生成装置全体のスケールをコンパクトにすることができることとなる。さらに、本発明に係る放射性同位体生成装置は、コンパクトであるため利用設備に直結させて使用することが容易にできるとともに、核反応部で生成する放射性同位体を速やかに生成核回収部により回収し効率よく利用できることとなる。

【0010】

なお、「真空」とは、上記の原料物質以外の不純物による阻害の影響をほとんど受けることなく所望の核反応を起こさせることが可能な真空度を表すものとする。従って、例えば学術的な高真空 ($1 \times 10^{-6} \sim 1 \times 10^{-2}$ Pa) に限定するものではなく、いわゆる超高真空、極高真空であってもよい。

【0011】

また、本発明の放射性同位体生成装置は、核反応部における反応生成粒子をモニタする核反応モニタ部と、核反応モニタ部の出力に基き原料供給部における原料物質の供給条件を制御する核反応制御部とを更に備えていることが好ましい。このようにすれば、核反応がより精密に制御されるので、放射性同位体はより効

率よく生成されることとなる。

【0 0 1 2】

なお、「反応生成粒子」とは核反応部の核反応により生成する全ての粒子を示すものであり、原子核、陽子、中性子、電子、陽電子、光子等から適宜選択されるものである。

【0 0 1 3】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の好適な実施形態について詳細に説明する。なお図中、同一または相当部分には同一符号を付することとする。

【0 0 1 4】

図 1 は本発明に係る放射性同位体生成装置の好適な実施形態をブロック構成で示している。また、図 2 は、図 1 の放射性同位体生成装置のより具体的な構成を示している。

【0 0 1 5】

図 1 に示す通り、本実施形態の放射性同位体生成装置は、内部が真空中に保持されている核反応部 3 0 と、この核反応部 3 0 に放射性同位体の生成に必要な核種からなる原料物質 R を供給する原料供給部 2 0 と、核反応部 3 0 に供給されることにより分散状態にされた原料物質 R にパルスレーザー光を照射することにより、この原料物質 R に原子核反応を起こさせて放射性同位体を生成させる光学系 1 0 と、核反応部において生成する放射性同位体の原子核を有する分子 P_I を回収する生成核回収部 4 0 と、核反応部 3 0 において発生する放射線の外部漏洩を防止する放射線遮蔽系 5 0 と、核反応部 3 0 における反応生成粒子 P_X をモニタする核反応モニタ部 6 0 と、核反応モニタ部 6 0 の出力に基き原料供給部 2 0 における原料物質 R の供給条件を制御する核反応制御部 7 0 とから構成されている。

【0 0 1 6】

以下、ブロック構成を示す図 1 と、より具体的な構成を示す図 2 に基き、上記の各構成要素の詳細を説明する。

【0 0 1 7】

図 1 に示すように光学系 1 0 は、高ピークパワーのパルスレーザー光 L_{12} を出力

する光源部 12 と、光源部 12 の出力光 L_{12} の光特性を分散等によって低下させることなく所望の位置に所望の向きで伝搬し出力光 L_{14} として出力する導光光学系 14 と、導光光学系 14 の出力光 L_{14} の光強度及び密度を増幅し、出力光 L_{10} として核反応部 30 内へ向けて出力する照射光学系 16 とから構成されている。この出力光 L_{10} は高ピークパワーのパルスレーザ光であるので、核反応は出力光 L_{10} が照射される微小な領域のみに限定される。すなわち、高ピークパワーのパルスレーザ光 L_{10} により、所望の核反応の反応場を空間的に常時規定された微小な領域に形成することができる。なお、この所望の核反応の起こる微小な領域を「原子核生成領域 F」として以降の説明に記述することとする。

【0018】

光源部 12 は、波長 800 nm、パルス幅 30 fs、パルス当たりのエネルギー 200 mJ を有する高ピークパワーのパルスレーザ光 L_{12} を出力するチタン・サファイアレーザシステムが用られている。このような特性を持つパルスレーザ光は既知のパルス増幅法により生成させることが可能である。また、このチタン・サファイアレーザシステムはテーブルトップサイズにすることも可能である。

【0019】

図 2 に示すように導光光学系 14 は、パルスレーザ光に対して十分な耐性を有する反射平面鏡、凹面鏡、軸外し放物面鏡等の反射光学素子から構成されている。これらの反射光学素子を組み合わせることにより、光源部 12 の出力光 L_{12} の光特性を分散等で劣化させることなく伝搬することができる。これは、照射光学系 16 が、装置の構成上、光源部 12 の出力光 L_{12} を直接的に入力できないような位置に設置されている場合に特に有効である。

【0020】

図 2 に示すように照射光学系 16 も、導光光学系 14 と同様の反射光学素子から構成されている。これらの反射光学素子を組み合わせて導光光学系 14 の出力光 L_{14} の集光等を行うことにより、導光光学系 14 の出力光 L_{14} の光強度及び密度を増大させることができる。ここで、分散等の影響が無視できる場合には、レンズ等の透過光学素子で集光してもよい。

【 0 0 2 1 】

なお、光学系10は、必要に応じて一部あるいは全部を核反応部30内に組み込むことも可能である。このようにすることは、光学系10の出力光 L_{10} が、空气中で安定な出力光として供給できない程のピークパワーを有している場合や、出力光 L_{10} を非常に短い距離で絞ることにより集光のスポット径を小さくして大きなパワー密度を得ようとする場合に有効である。

【 0 0 2 2 】

図1に示すように原料供給部20は、一定量の原料物質Rが貯蔵されている原料溜まり22と、原料溜まり22から供給される原料物質Rを核反応部30内に噴出することにより供給する原料噴出部28と、原料噴出部28から噴出される原料物質Rの温度を設定する温度設定部24と、原料噴出部28から噴出される原料物質Rの圧力を設定する圧力設定部26とから構成され、原料噴出部28の噴出口を除いて、原料を完全に密閉するような構造を有している。これらにより、原料物質Rは所望の核反応を起こすために適した温度及び圧力に設定されるとともに、核反応部30内に形成される微小な反応場である原子核生成領域Fへの確に噴出され導入される。

【 0 0 2 3 】

原料物質Rは、所望の放射性同位体の生成に必要な核種からなる物質が適宜選択され用いられる。特に医学用トレーサーに用いる放射性同位体を得る場合には、原料として水を用いることが有効である。これは、 ^{13}N の合成に必要な ^{16}O や ^1H は天然水の中に十分に含まれているからであり、特別な精製を行う必要もないからである。また、この原料物質Rを貯蔵しておく原料溜まり22にはステンレス製の容器等が用いられ、容器の内壁面は使用される原料物質Rの化学的性質や使用温度範囲を考慮してテフロンコーティングなどの表面処理が適宜施されている。この原料溜まり22は、原料噴出部28にステンレス製の配管により直結されている。

【 0 0 2 4 】

図2に示すように温度設定部24は、ニクロム線等を使用したヒーター24aと、このヒーター24aに電流を流して発熱させる電流源24bとから構成され

ている。このヒーター 2 4 a は、特に原料噴出部 2 8 を覆うように巻回されており、電流源 2 4 b から出力される電流により発熱して原料噴出部 2 8 を所望の温度に保持する。このようにすることにより、原料噴出部 2 8 内の原料物質 R は所望の温度に設定されて噴出口から気体ジェットとして噴出されることになる。なお、必要に応じて原料物質 R の温度を均一に保持するために原料溜り 2 2 及び圧力設定部 2 6 の計器類以外の部分にもヒーター 2 4 a が巻回され温度が調節される。特に、噴出前の原料物質 R を完全に気化させておく必要がある場合などは、原料物質 R が温度設定部 2 4 内で凝縮しないように原料供給部 2 0 が全体的にヒーターリングされる。

【 0 0 2 5 】

圧力設定部 2 6 には、加圧ポンプが備えられており、この加圧ポンプはステンレス製の配管により原料噴出部 2 8 に直結されている。これにより原料物質 R は所望の圧力で原料噴出部 2 8 の噴出口から噴出される。なお、原料供給部 2 0 内は密閉されているので、温度設定部 2 4 により加熱することで原料物質 R が膨張し十分な加圧の効果が得られる場合には、加圧ポンプは備えられていなくともよい。

【 0 0 2 6 】

図 2 に示すように原料噴出部 2 8 は、噴出口部分に直径 2 m m 程度のガスバルブ 2 8 a が備えられており、核反応部 3 0 内にこの噴出口部分を突出するように配置されている。このガスバルブ 2 8 a には、原料物質 R の噴出位置を移動させることのできる位置調整機構 2 8 b が備えられている。この位置調整機構 2 8 b を制御するために、核反応部 3 0 の外部には噴出位置コントローラ 2 8 f が設けられており、位置調整機構 2 8 b と電氣的に接続されている。また、ガスバルブ 2 8 a 先端の噴出口には、電磁シャッタ 2 8 c とガスジェットノズル 2 8 d とが備えられている。この電磁シャッタ 2 8 c は外部からの印加電圧により開閉するものである。このため、電磁シャッタ 2 8 c への印加電圧を制御する印加電圧コントローラ 2 8 e が核反応部 3 0 の外部に設けられガスバルブ 2 8 a と電氣的に接続されている。

【 0 0 2 7 】

この位置調整機構 2 8 b により、原料物質 R を核反応部 3 0 内の核反応が効率よく起こる原子核生成領域 F へと容易に導入することができる。また、電磁シャッタ 2 8 c を備えることにより、核反応部 3 0 内に入力される光学系 1 0 の出力光 L_{10} の照射タイミングに合わせて原料物質 R を噴出させることができるので、核反応を効率よく起させることができるとともに、核反応部 3 0 を真空に保つために設けられている真空ポンプ 3 4 の負荷を軽減することができる。

【 0 0 2 8 】

なお、これら原料供給部 2 0 に関しても原料噴出部 2 8 のみならず原料供給部 2 0 の一部或いは全部を核反応部 3 0 内に組み込むことが可能である。

【 0 0 2 9 】

図 1 に示すように核反応部 3 0 は、真空チャンバ 3 2 と、真空チャンバ 3 2 内を高真空に保つための真空ポンプ 3 4 と、真空計 3 6 とから構成されている。これらにより核反応の反応場を高真空の条件下に保持することができる。

【 0 0 3 0 】

真空チャンバ 3 2 は、高真空対応のステンレス製のものが用いられている。また、真空チャンバ 3 2 は、光学手段 1 0 の出力光 L_{10} を入射するための両面に反射防止膜を施した石英製光学窓 W_{10} が設けられている。この石英製光学窓 W_{10} は、光学手段 1 0 の出力光 L_{10} の波長に適した十分な透過率を有しており、この出力光 L_{10} の強度に対しても十分な耐性を有するものである。また、この石英製光学窓 W_{10} は、両面に反射防止膜が施されているとともに出力光 L_{10} の偏光に対してブリュースター角となるように設置している。このようにすることにより、出力光 L_{10} は真空チャンバ 3 2 内においてより効率よく集光される。

【 0 0 3 1 】

この石英製光学窓 W_{10} が真空チャンバ 3 2 の決められた位置に設置されることにより、光学手段 1 0 の出力光 L_{10} の照射領域が真空チャンバ 3 2 内においてほぼ固定されることとなる。さらに、真空チャンバ 3 2 内には、原料供給部 2 0 の原料噴出部 2 8 の噴出口部が挿入されるように配置されており、光学手段 1 0 の出力光 L_{10} の照射領域に合わせて原料物質 R の噴出位置が調節されるようになっている。このようにすることにより、核反応が効率よく起こる原子核生成領域 F は

、真空チャンバ 3 2 内の常に決められた微小な領域に形成されることになる。このため、真空チャンバ 3 2 の大きさは、内部に設置される計器類が核反応により損傷しない範囲で小さく設定することができ、ひいては反応装置全体のスケールを従来に比べ大幅に縮小できることとなる。

【0 0 3 2】

図 2 に示すように真空ポンプ 3 4 は、排気速度 $6001/s$ のターボ分子ポンプ 3 4 a とロータリーポンプ 3 4 b とから構成されている。ターボ分子ポンプ 3 4 a は真空チャンバ 3 2 と高真空対応の配管により直結されており、ターボ分子ポンプ 3 4 a の排気側には真空バルブ 3 4 c を介してロータリーポンプ 3 4 b が同様に直結されている。この真空ポンプ 3 4 により、原料物質 R 噴出中も真空チャンバ内を $1 \times 10^{-3} \text{ Pa}$ 程度の高真空を保つことができる。

【0 0 3 3】

真空計 3 6 は、電離真空計が用いられている。これにより、真空チャンバ 3 2 内の真空度を直接測定できる。この真空計 3 6 は、真空チャンバ 3 2 内の真空度を直接測定でき、かつ原料噴出部 2 8 から噴出される原料物質 R の直撃を受けない位置に設置される。ここでは、真空チャンバ 3 2 内の真空ポンプ 3 4 の吸気口周辺に設置されている。

【0 0 3 4】

図 2 に示すように生成核回収部 4 0 は、真空チャンバ 3 2 に直結された真空バルブ 4 2 a と、この真空バルブ 4 2 a を経由して真空チャンバ 3 2 において生成する放射性同位体の原子核を有する分子 P_I を回収し一時的に蓄える分子溜り 4 4 と、この分子溜り 4 4 の出口側に設けられた真空バルブ 4 2 b と、分子溜り 4 4 に蓄えられた放射性同位体の原子核を有する分子 P_I を外部の利用設備に導く分子回収パイプ 4 6 とから構成されている。この生成核回収部 4 0 は、真空バルブ 4 2 a によって核反応部 3 0 から独立して切り離すことが可能であり、真空バルブ 4 2 b によって放射性同位体利用設備からも独立して切り離すことが可能となっている。この生成核回収部 4 0 により、分子溜まり 4 4 に収拾された放射性同位体の分子 P_I は、分子回収パイプ 4 6 により外部に設置された装置に直接導かれ、さまざまな応用へと利用されることとなる。

【 0 0 3 5 】

真空バルブ 4 2 a 及び 4 2 b は、高真空対応のものであれば特に限定されず、放射光及び加速器用のベローバルブ、クラッパバルブ、ゲートバルブ等の超高真空バルブが用いられる。

【 0 0 3 6 】

分子溜まり 4 4 は、銅容器等からなる液体窒素トラップが用いられている。これは、外表面積を大きくした銅容器の中に液体窒素を入れ、大きな低温表面を形成するもので、このトラップにより、回収すべき放射性同位体の原子核を有する分子 P_I が銅表面に付着することにより回収される。例えば、原料物質 R を水として ^{13}N を生成された場合には、酸化窒素、アンモニア、および窒素分子が銅表面に付着する。ここで、酸化窒素及びアンモニアは沸点が高いためトラップによって十分に回収できる。一方、窒素分子は、液体窒素トラップを用いているためそれほど回収効率を高くすることはできないが、この場合、生じた窒素原子核が窒素分子として存在する確率が小さいため、このことはそれほど問題にはならない。なお、生成した原子核は、原料、生成核原子、あるいは他の浮遊分子等などと結合して安定な気体分子として回収されるため、目的に応じた回収手段が選択される。従って、放射性同位体の原子核を有する分子 P_I のトラップ方法は上記方法に限らず例えば電磁的な方法を用いてもよい。

【 0 0 3 7 】

分子回収パイプ 4 6 は、高真空対応のステンレス製配管が用いられる。この分子回収パイプは、回収される分子 P_I の化学的性質により必要に応じて内壁部にテフロンコーティング等の処理が適宜施されている。

【 0 0 3 8 】

なお、必要な放射性同位体の原子核を有する分子 P_I のみを選択的に回収する場合には、予め真空バルブ 4 2 a の前に、粒子のエネルギー、質量、電荷量、磁気モーメント、運動量等の物理的及び化学的な性質を弁別することのできる粒子弁別部（図示せず）を設けてもよい。この粒子弁別部としては、グリッド電極、四重極弁別磁場、TOF等を利用する弁別器が用いられる。

【 0 0 3 9 】

放射線遮蔽系 5 0 は、5 c m 厚の鉛板が用いられている。遮蔽対象全体をこの鉛板で蔽うことによって、核反応により発生する放射線放出量を、人体あるいは環境に対して無害なレベルにまで低減することができる。この放射線遮蔽系 5 0 の遮蔽対象は、通常は放射線放出量の多い核反応部 3 0 及び生成核回収部 4 0 となる。なお、装置の構成上必要な場合には、光学系 1 0 及び原料供給部 2 0 等の他の装置構成部位も放射線遮蔽系 5 0 により適宜遮蔽されることになる。例えば、生成した放射性核種の回収が不十分な場合は、真空ポンプ 3 0 から装置外部に排気されたガスも遮蔽の対象となりうる。また、この放射線遮蔽系 5 0 には、光学手段 1 0 の出力光 L_{10} を真空チャンバ 3 2 内に導くための光学窓や原料供給部 2 0 からの原料供給用の導入口が適宜設けられる。

【0 0 4 0】

また、先に述べたように、本実施形態の放射性同位体生成装置によれば、所望の核反応を真空チャンバ 3 2 内に位置決めされた微小な原子核領域 F 内において行うことができるので、真空チャンバ 3 2 のスケールは、従来の放射性同位体生成装置に比べ大幅に縮小することができる。従って、この遮蔽系 5 0 のスケールも大幅に縮小することができる。このため、遮蔽系 5 0 の構造もシンプルで放射線に対してシール性の高いものとするのが容易にできる。このように、核反応部 3 0 及び放射線遮蔽系 5 0 のスケールが小さくできることから、安全性の高いコンパクトな放射線同位体生成装置とすることができ、生成する放射性同位体の利用設備の設置スペースが多少小さい場合においても容易にオンサイトで付設することができる。例えば、小規模の医療機関の限られたスペースでも容易に設置することができる。また、現在、必要な放射性同位体源の入手の困難さから限られた場所にしか設置されていない大型の放射性同位体利用設備にもオンサイトで設置することができるため、このような大型の放射性同位体利用設備を所望の設置場所に設置することもできる。

【0 0 4 1】

また、この放射性同位体生成装置はコンパクトなため建造コストが従来の装置と比較して低くなる。さらに、必要な時にオンオフして使用できるので、使用者のスケジュールに合わせられるとともに unnecessary な消費電力がかからない。さらに

、この放射性同位体生成装置により放射性同位体を従来に比べ容易に得ることができるようになるので、豊富な放射性同位体を医学用トレーサーとして利用して薬品等の開発がさらに進む契機ともなる。

【 0 0 4 2 】

このような利点から、本発明に係る放射性同位体生成装置は、核反応部 3 0 及び放射線遮蔽系 5 0 のスケールを最小限に設定し、さらに先に延べたようなテーブルトップサイズの小型レーザー装置を用いて装置を構成することで装置全体を小型化でき、設置費用を含めて約 1 億円程度の価格とすることができる。これに対し、従来のサイクロトロン加速器は、同位体の生成領域を微小な領域に固定することができないため大きな反応器を有しており、さらに加速機構自体が多大な放射線を発生するため、装置を含む部屋全体を厚い遮蔽板で遮蔽しなければならない。このため、小型のものでも 3 m ϕ (底面) \times 2. 5 m (高さ) 程度の大きさがあり、放射線の遮蔽のため部屋全体を 1. 5 m 厚の鉛板で覆わなければならない。さらに、数 1 0 0 k W の大きな消費電力を必要とし配電のための部屋を設ける必要があり、このため設置には少なくとも 5 億円程度を必要とする。また、従来のサイクロトロン加速器は、常時稼働させるため不必要な電力消費がかかる。

【 0 0 4 3 】

以上説明した構成に加えて、本実施形態の放射性同位体生成装置において所望の核反応がより効率よく進行するためには、以下に示す観点から核反応モニタ部 6 0 及び核反応制御部 7 0 を備えることが有効となる。前述の原料供給部 2 0 における圧力設定及び温度設定により、原料噴出部 2 8 から噴出される原料物質 R の粒子の噴出速度が決まるとともに、粒子のサイズ、分散度及び濃度が決まる。例えば、高圧で真空中に噴出した気体（気体ジェット）は急激な冷却効果のため、1 0 万個程度の分子からなるクラスター群を形成することが知られている。そして、原子核生成領域 F においてこの分子クラスターのサイズが、照射されるパルスレーザー光 L_{10} の有するレイリー長以下となる場合にパルスレーザー光 L_{10} のエネルギーを効率よく受け取ることが可能となる。従って効率のよい核反応を起こすためには、原子核生成領域 F 内において最適なクラスターサイズを有する粒子が適切な濃度及び分散度で存在していることが必要であり、このため、原料物質

Rの精密な加圧制御、温度制御及び噴出位置の制御が重要となる。さらに、原子核生成領域F内においてこのような適切な条件で存在する原料物質Rの粒子に対してタイミングよくパルスレーザー光 L_{10} が照射されることも必要であり、このため原料物質Rの噴出タイミングの精密な制御が重要となる。

【0044】

これらの観点から、核反応モニタ部60は、真空チャンバ32内で生成する反応生成粒子 P_X を検出し電気信号に変換して出力する粒子検出器62と、この粒子検出器62から出力される電気信号を処理しやすい形に整形する信号整形回路64とから構成されている。核反応により生成する反応生成粒子 P_X の種類及びその運動エネルギーは、起こった核反応に特有のものであるため、この反応生成粒子 P_X をプローブとして利用し、真空チャンバ32内の原子核反応の進行状況をモニタすることができる。

【0045】

粒子検出器62は、モニターする反応生成粒子 P_X の種類に応じて適宜選択される。通常、プローブ粒子としては、反応生成粒子 P_X のなかで目的の核種以外の比較的軽い原子核、陽子、中性子、電子、陽電子、または光子が利用される。これは軽い粒子のほうが大きな運動エネルギーを有するため、粒子の同定及びそのエネルギーの測定が容易になるからである。また、反応生成粒子 P_X が空気又は他の媒質中では短寿命であるため、この粒子検出器62は真空チャンバ32内に設置されている。

【0046】

特に、核反応によって生じた α 粒子を検出する場合には、粒子検出器62は、シリコン半導体検出器(SSD)が用いられる。この場合、SSDに電圧をかけるための電圧源66が真空チャンバ32の外部に設けられる。

【0047】

なお、プローブとなる反応生成粒子 P_X が荷電粒子のみに限られる場合には、1つの粒子検出器62を共通に使用することが可能であるが、さらに中性子や光子もモニタする必要がある場合には、それぞれの検出に適した検出器が複数必要になる場合もある。

【 0 0 4 8 】

信号整形回路 6 4 は、真空チャンバ 3 2 の外部に設けられている。この信号整形回路 6 4 は、粒子検出器 6 2 に入ったプローブ粒子 P_X の同定及びエネルギー測定を行うために、粒子検出器 6 2 の電気信号を入力してプローブ粒子 P_X が粒子検出器 6 2 へ入射した時刻に関する情報に基く電気信号（トリガー用の電気信号）と、粒子検出器 6 2 内で生成された電荷の総量に関する情報に基く電気信号とに変換する機能を有している。このため、図 2 に示すように信号整形回路 6 4 は、粒子検出器 6 2 からの微弱な電気信号を増幅し、トリガー用の電気信号とエネルギー情報用の電気信号に分岐して出力するプリアンプ 6 4 a と、このトリガー用の電気信号が入力され、プローブ粒子 P_X の粒子検出器 6 2 への入射時刻に基くデジタルパルス信号として出力するディスクリミネータ 6 4 b と、エネルギー情報用の電気信号が入力され、粒子検出器 6 2 内で生成された電荷の総量に基く電気パルス信号として出力する積分回路 6 4 c とから構成されている。なお、この積分回路は出力される電気パルス信号の波高値により粒子検出器 6 2 において発生した電荷の総量をモニタし易くするために、プリアンプの電気信号をさらに増幅するアンプが備えられている。このようにすることにより、反応生成粒子 P_X の同定が可能となり、複数の核反応が起こることが予想される場合や、複数の放射性同位体原子核を同時に生成させる場合などにも所望の反応生成粒子 P_X をプローブ分子として選択的にモニタすることができる。

【 0 0 4 9 】

なお、プローブ粒子として特定の反応生成粒子 P_X を選択する場合には、粒子検出器 6 2 の前に、粒子のエネルギー、質量、電荷量、磁気モーメント、運動量等の物理的及び化学的な性質を弁別する弁別部（図示せず）を設けてもよい。この弁別部としては、グリッド電極、四重極弁別磁場、TOF 等を利用する弁別器が用いられる。

【 0 0 5 0 】

核反応制御部 7 0 は、信号整形回路 6 4 からの電気信号を処理し、前記粒子検出器に入射した粒子を同定するとともにその粒子のエネルギーを割り出す信号処理器 7 2 と、この信号処理器 7 2 のデータに基き原料供給部 2 0 における原料物

質Rの噴出条件を制御するコンピュータ74とから構成されている。これにより、真空チャンバ32内で起こる原子核反応の進行状況に応じた精密な制御が可能となる。

【0051】

信号処理器72は、論理回路（図示せず）とパルスの波高値をデジタル化するADコンバーター（図示せず）によって構成されている。この信号処理器72は、信号整形回路64の電気信号を入力し粒子検出器62に入射した反応生成粒子 P_X の同定とこの粒子 P_X の有するエネルギーを割り出すとともにこれらの情報をリアルタイムに表示する機能を有する。この信号処理器72の表示を参照することにより、真空チャンバ32内で起こっている核反応とその効率についての知見を得ることができるとともに核反応を最適化するための調整用に参照することが可能となる。

【0052】

コンピュータ74は、信号処理器72から粒子検出器62に入射した反応生成粒子 P_X の同定とこれが有するエネルギーに関するデータを取り込むとともにこのデータに基づいて反応生成粒子 P_X のエネルギー値並びに原料噴出及びレーザー照射の相対的な時間差とから、生じている核反応の種類とその核反応により生成している放射性同位体 P_I の収量を算出するように設定されている。さらにコンピュータ74は、これらの情報に基づいて所望の核反応が最適の放射性同位体収率で起こるように、原料供給部20の原料噴出部28の噴出位置コントローラ28fと、印加電圧コントローラ28eと、温度設定部24の電流源24b及び圧力設定部26の加圧ポンプとに電気信号をそれぞれ送信する（図2参照）。これにより、パルスレーザー光 L_{10} の原子生成領域Fへの入射タイミングに合わせて原料物質Rの噴出位置、噴出タイミング、噴出速度、および原子核生成領域に到達した際の原料物質R粒子の分子クラスターサイズ等の分散度やその濃度を精密に制御する。

【0053】

なお、原子核生成効率がレーザー入射や原料の噴出条件にあまり左右されない場合、装置の条件を予め最適化してある場合、あるいは利用目的の原子核を取り出

してその量を定量することが可能な場合、この核反応モニタ部 6 0 及び核反応制御部 7 0 は省略することも可能である。

【 0 0 5 4 】

次に、図 1 及び図 2 に示す放射性同位体生成装置の動作について説明する。

【 0 0 5 5 】

まず、不純物の影響のない条件下で所望の核反応を起こさせるために真空チャンバ 3 2 内の真空度を 1×10^{-3} P a 程度の真空度に真空排気する。はじめに真空バルブ 3 4 c を開き電離真空計 3 6 で真空チャンバ 3 2 内の真空度を観察しながらロータリーポンプ 3 4 b のみで真空排気を行う。次に、真空度が頭打ちとなった時点で、ロータリーポンプ 3 4 b を動かしたままターボ分子ポンプを稼働させ、真空チャンバ 3 2 内の真空度を 1×10^{-3} P a 程度にまで到達させる。

【 0 0 5 6 】

次に、光学系 1 0、原料供給部 2 0、核反応モニタ部 6 0 及び核反応制御部 7 0 を稼働させ、核反応を起こさせて放射性同位体を生成する。光源部 1 2 から出力された高ピークパワーのパルスレーザ光 L_{12} は、導光光学系 1 4 に配置された反射光学素子により出力光 L_{14} として分散を十分に抑えられ、照射光学系 1 6 の設置された位置に所定の向きで導かれる。この出力光 L_{14} は、照射光学系 1 6 の軸外し放物面鏡により集光され、さらにその強度と密度を増幅された出力光 L_{10} として出力される。そしてこの出力光 L_{10} は、真空チャンバ 3 2 に設けられた石英製光学窓 W_{10} を透過して真空チャンバ 3 2 に入射される。石英製光学窓 W_{10} は両面に反射防止膜が施されておりかつ出力光 L_{10} の偏光に対してブリュースター角となるように設置されているので、真空チャンバ 3 2 内に入射された出力光 L_{10} は、真空チャンバ 3 2 内の一定の微小な領域に効率よく集光される。これにより、所望の核反応が効率よく起こる原子核生成領域 F の位置も真空チャンバ 3 2 内の一定の微小な領域に形成される。

【 0 0 5 7 】

なお、出力光 L_{10} の集光効率をさらに上げる必要がある場合には、真空チャンバ 3 2 内を真空に引く前に、集光点の付近に白い紙を置き、エネルギーを N D フィルター等で十分小さくしたパルスレーザ光のビーム断面を C C D カメラなどで

観測しながら、軸外し放物面鏡の角度を調整する。

【 0 0 5 8 】

一方、原料供給部 2 0 のガスバルブ 2 8 a からは、原子核生成領域 F にむけて原料物質 R が噴出される。このとき前述したように真空ポンプ 3 4 の負担をできるだけ軽減するために、出力光 L_{10} の原子核生成領域 F への到達時刻と同期して、原料物質 R の噴射が行われるように、電磁シャッター 2 8 c の開閉のタイミングが制御される。実際には噴出ガスが定常状態になるのにナノ秒程度の時間が必要なので、その時間の分だけ出力光 L_{10} よりも早いタイミングで原料物質 R を原子核生成領域 F に向けて噴出させる。この原料物質 R の噴出のタイミングは、先に延べたように核反応モニタ部 6 0 において核反応生成物 P_X の生成量をモニタすることにより印加電圧コントローラ 2 8 e を介してコンピュータ 7 4 により制御されている。また、同様にして核反応生成物 P_X の生成量をモニタすることにより、位置調整機構 2 8 b が位置コントローラ 2 8 f を介してコンピュータ 7 4 により制御されているので、原料物質 R の噴出位置も原子核生成領域 F へと導くために最適な位置に調整されている。さらに、同様にして、加圧ポンプ 2 6 の出力と電流源 2 4 b の出力を原子核生成領域 F において原料物質 R が適度なクラスターサイズ、分散度及び濃度を有するようにコンピュータ 7 4 により制御されている。

【 0 0 5 9 】

このように、原子核生成領域 F に最適な条件で存在する原料物質 R に、高ピークパワーのパルスレーザー光 L_{10} が集光されると、原料物質 R のクラスターは、そのサイズがレーザー光のレイリー長程度以下のため、エネルギーを効率よくレーザー光から受け取る。このため、クラスター内の電子が多く剥ぎ取られ、大きな正の帯電が起こる。この結果、クーロン爆発等がおこり、クラスターを構成する原子核は膨大な運動エネルギーを有することとなり、かなりの高速で周囲に飛び散る。このようにして、これらの一部の原子核同士が互いにかなりの近距離まで近づくことになる。さらにこれらの一部の原子核同士はクーロン障壁をトンネルし、核力の到達範囲にまで近づく。そして、一旦核力到達範囲にまで接近すると、原子核反応が起こる。すなわち、接近する原子核同士が引き合い一つの融合核

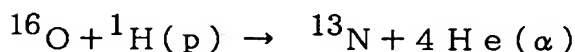
を形成する。この融合核は非常に不安定なため、一度にあるいはカスケード的に幾つかの原子核とその他の粒子とに速やかに分裂する。この結果、原料物質 R を構成する原子核とは異なる核種を生成する。

【0060】

このようにして生じた反応生成粒子 P_X は原理的には全て利用可能であり、このうち所望の放射性同位体 P_I を回収し、この放射性同位体 P_I 及び反応生成粒子のなかから適切なものを選択して、モニタ用のプローブ粒子 P_X として用いる。

【0061】

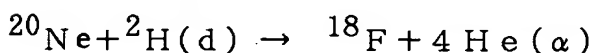
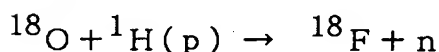
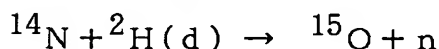
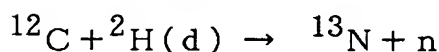
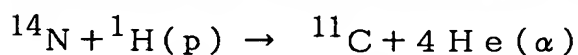
原料物質 R を水とした場合には、以下の反応により医学用トレーサーとして PET 等に用いることのできる ^{13}N を得ることができる。



生成した窒素原子は近くを浮遊している酸素原子或いは酸素分子、水素原子或いは水素分子、もしくは他の窒素原子と結合して、窒素酸化物、アンモニア、又は窒素分子となる。また、同時に生成する α 粒子は高速で飛散し、真空チャンバ 32 の側壁にトラップされるか、又はヘリウムガスとして漂うことになる。

【0062】

なお、原料物質 R と原料供給部 20 の上述の諸条件を変更することで、これ以外の同位体生成反応を行うことが可能となる。例えば PET に利用する核種を生成する反応としては上記の反応以外に以下の反応が起こる。これらはいずれも反応式の左辺の原子を含む原料を然るべき条件で噴出することで実現できる。



また、このような核反応を起こさせても、放射線遮蔽用の銅板により装置外部への放射線の漏洩は防止されている。特に本実施形態の放射性同位体生成装置は、先に述べたように放射線遮蔽系 50 のスケールが従来の放射性同位体生成装置に比べ非常に小さくて済むので、放射線遮蔽設備は、銅板の溶接部を少なくする

ことができる等の利点からシンプルで放射線に対するシール性が高く安全性の高い構造になっている。

【 0 0 6 3 】

次に、これらの核反応により生成した放射性同位体 P_I を回収する。核反応を行っている間は真空バルブ 4 2 a を開いて、分子溜まり 4 4 へと放射性同位体 P_I を導いて溜めておくようにする。そして、必要な量だけ放射性同位体 P_I が溜まった時点で、真空バルブ 4 2 a を閉じて分子溜まり 4 4 を常圧に戻し、放射性同位体 P_I を回収する。このとき、まず分子溜まり 4 4 を真空系 3 0 と切り離すように、真空バルブ 4 2 a を閉じる。次に、真空バルブ 4 2 b を開けて分子溜まり 4 4 と分子回収パイプ 4 6 をつなぐ配管を開ける。このとき分子回収パイプ 4 6 は常圧に設定されているので、分子溜まり 4 4 はこれにより常圧下にさらされる。ここで、液体窒素トラップ 4 8 内の液体窒素を除去し、トラップ内が昇温する段階で自身の沸点を越えた分子 P_I が次々と分子回収パイプ 4 6 を通過してオンサイトに付設された利用装置へと直接導入する。

【 0 0 6 4 】

なお、生成核回収部 4 0 は、放射性同位体 P_I を直接真空チャンバ 3 2 内で使用する場合には真空バルブ 4 2 a を閉じておく。

【 0 0 6 5 】

図 3 は放射性同位体生成装置の別の具体的構成を示している。これは、図 1 及び図 2 の構成と以下の 2 点において異なるのものである。

【 0 0 6 6 】

第一に、光学手段 1 0 においては、照射光学系 1 6 から出力される出力光 L_{10} の原子核生成領域 F における照射状態をモニタして照射光学系 1 8 の照射条件を制御する照射光制御部 1 8 と、導光光学系 1 4 の出力光 L_{14} を分岐して照射光制御部 1 8 用のプローブ光 L_{18} 及び核反応励起用の出力光 L_{16} としてそれぞれ出力するビームスプリッタ M_{18} とが設けられている。例えば、出力光 L_{10} の集光状態のモニタ法として、FTOP (特願平 11-18793)、シュリーレン法、光パルス散乱法、光パルスアップチャープ及びブルーシフト等が使用可能である。これらのような光をプローブに用いる方法ならば、核反応を反応開始と同時に in situ の状

態でモニタすることができる。ただし、これらを行うためには、原子核生成用レーザー光の進行方向と垂直な向きにプローブ光 L_{18} を入射する必要性が生じ、そのため、光源部 1 2 から出力される原子核生成用のパルスレーザー光 L_{12} の一部を分岐して作り出している。これに伴い真空チャンバ 3 2 には、プローブ光 L_{18} を入射するための反射光学素子（図示せず）及び光学窓（図示せず）が設けられている。このようにすることにより、所望の核反応を、励起出力光 L_{10} の側からも精密に制御できることとなる。

【 0 0 6 7 】

ビームスプリッタ M_{18} は、導光光学系 1 4 に用いられる反射光学素子と同様にパルスレーザー光 L_{14} に対して十分な耐性を有するものが用いられる。このビームスプリッタ M_{18} により、導光光学系 1 4 の出力光 L_{14} は分岐されてその一部をプローブ光 L_{18} として真空チャンバ 3 2 内へ入射され、原子核反応領域 F 内の励起光 L_{10} に垂直な方向から入射してさらに真空チャンバ 3 2 から出力される。照射光制御部 1 8 は、このプローブ光 L_{18} を入射してこの光信号をホトダイオード等で電気信号に変換して処理し、励起光 L_{10} の原子核反応領域 F 内における集光状態を最適にするように照射光学系を制御する。

【 0 0 6 8 】

第二に、生成核回収部 4 0 は、真空ポンプ 3 4 内のターボ分子ポンプ 3 4 a とロータリーポンプ 3 4 b を結ぶ配管を途中で分岐してターボ分子ポンプ 3 4 a の排気口の後部に取り付けられている。このようにすることにより、所望の放射性同位体の原子核を有する分子 P_I を回収するときに、ターボ分子ポンプ 3 4 a から排気されたこの P_I を含む気体が常に分子溜まり 4 4 を通ったのちロータリーポンプ 3 4 b へと至るような配管とすることができるので、放射性同位体の原子核を有する分子 P_I の回収がより効率良く行われることとなる。

【 0 0 6 9 】

図 3 に示す放射性同位体生成装置の動作は図 1 及び図 2 に示す放射性同位体生成装置と基本的に同じであるので、以下には図 1 の放射性同位体生成装置にさらに付加された構成部の動作を説明する。

【 0 0 7 0 】

原子核生成領域 F に照射する光学系 10 の出力光 L_{10} の集光状態などの照射条件の最適化のために、光学系 10 に設けたビームスプリッタ M_{18} より導光光学系 14 から出力される核反応励起光 L_{14} の一部をプローブ光 L_{18} として真空チャンバ 32 内の原子核生成領域 F に出力する。次に原子核生成領域 F を通過して出力されるこのプローブ光 L_{18} を照射光制御部 18 に入力して核反応の励起光 L_{10} の最適な照射条件を割り出させて、このデータに基づき照射光学系の照射条件を変化させ、実際の核反応を励起光の側から *in situ* の状態でモニタし、これが最大効率になるように微調整する。

【0071】

また、分子溜まり 44 に溜まった分子を回収する場合には、まず真空バルブ 34 c を開けてターボ分子ポンプ 34 a とロータリーポンプ 34 b を直結する配管を開ける。次に、分子溜まり 44 を真空系 30 と切り離すように、真空バルブ 42 a、42 c を閉じて分子溜まり 44 と真空ポンプ 34 をつなぐ配管を閉じる。次に、真空バルブ 42 b を開けて分子溜まり 44 と分子回収パイプ 46 をつなぐ配管を開ける。このとき分子回収パイプ 46 は常圧に設定されているので、分子溜まり 44 はこれにより常圧下にさらされる。ここで、液体窒素トラップ 48 内の液体窒素を除去し、トラップ内が昇温する段階で自身の沸点を越えた分子 P_I が次々と分子回収パイプ 46 を通過してオンサイトに付設された利用装置へと導かれていく。ここでは回収の時間的な効率を上げるため、分子回収に用いるパイプ以外にもう一本のパイプを分子溜まり 44 へと導き、ここに適当な温度の空気を強制的に流すことを行っている。再び生成分子 P_I の回収を行いたいときには、配管をもとの配置に戻し、液体窒素トラップ 48 に液体窒素を導入すればよい。

【0072】

以上、本発明の好適な実施形態について詳細に説明したが、本発明は上記実施形態に限定されない。例えば、原料物質は気体ジェットにより真空中において分子クラスターを形成するものだけでなく、液体ジェットにより真空中において分子クラスターを形成するものでもよく、さらに、真空中において分子クラスターを形成しないグラニュー糖などの有機固体やその他の固体ターゲットを用いるこ

とも可能である。また、上述した放射性同位体生成装置においては、放射性同位体の生成について説明したが、本発明に係る放射性同位体生成装置は、安定同位体も生成可能である。

【0073】

また、本発明に係る放射性同位体生成装置は、原子核生成時に生成される放射性同位体以外の軽量の粒子を直接利用することもできる。例えば、低エネルギー陽電子が生成する核反応を選択的に進行させ、発生する陽電子を外部に設置した陽電子顕微鏡へと直接導くことにより全体としてコンパクトな陽電子顕微鏡を構成することもできる。

【0074】

【発明の効果】

本発明によれば、反応器の占めるスペースと発生する放射線の遮蔽スペースを従来に比べ大幅に小さくすることができ、さらに生成した放射性同位体を速やかに回収利用することができるので、利用設備にオンサイトで設置することができるコンパクトで低コストな放射性同位体生成装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の実施形態に係る放射性同位体生成装置のブロック構成図である。

【図2】

図1の放射性同位体生成装置の具体的構成を示すブロック構成図である。

【図3】

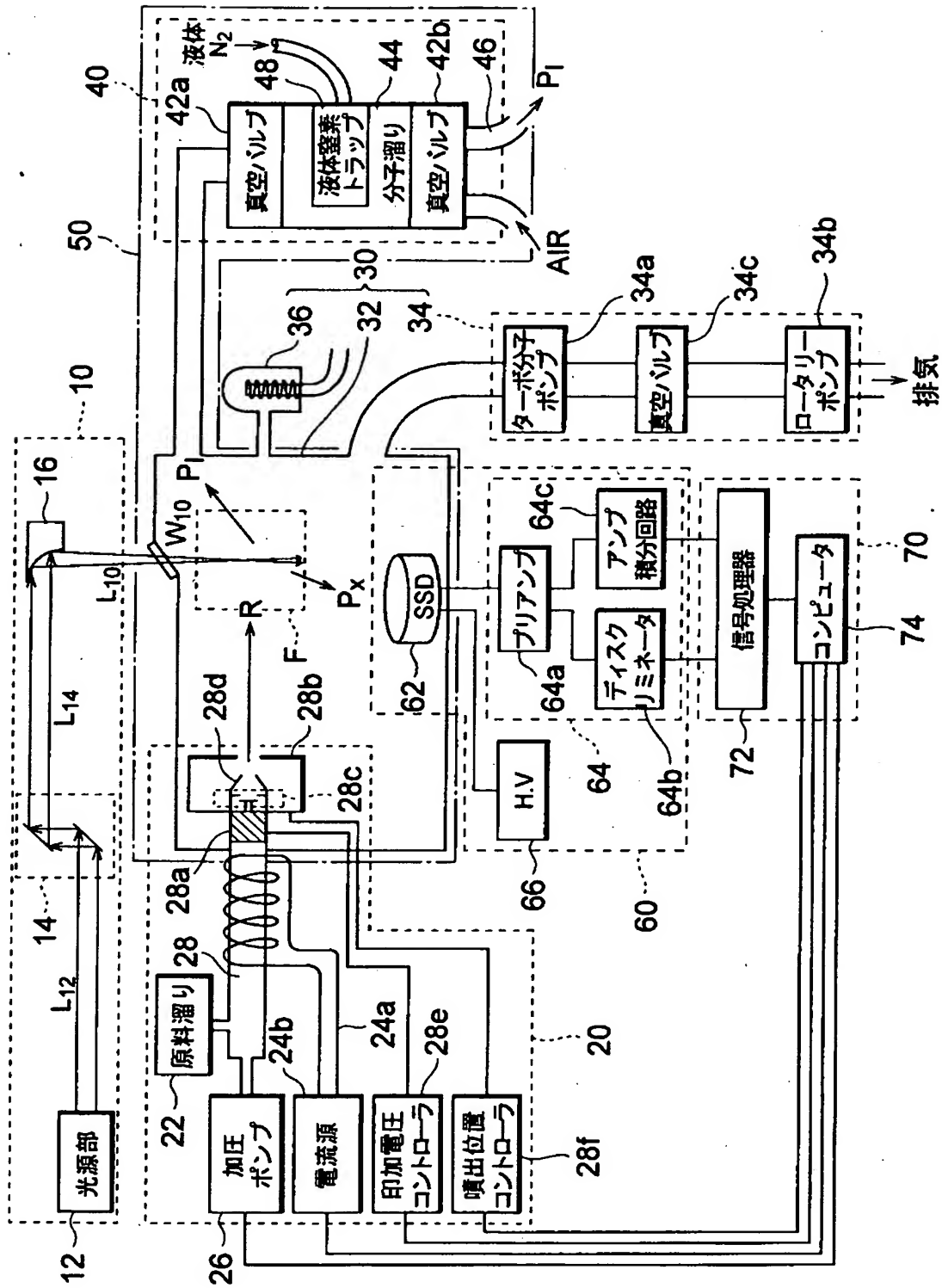
放射性同位体生成装置の具体的構成を示すブロック構成図である。

【符号の説明】

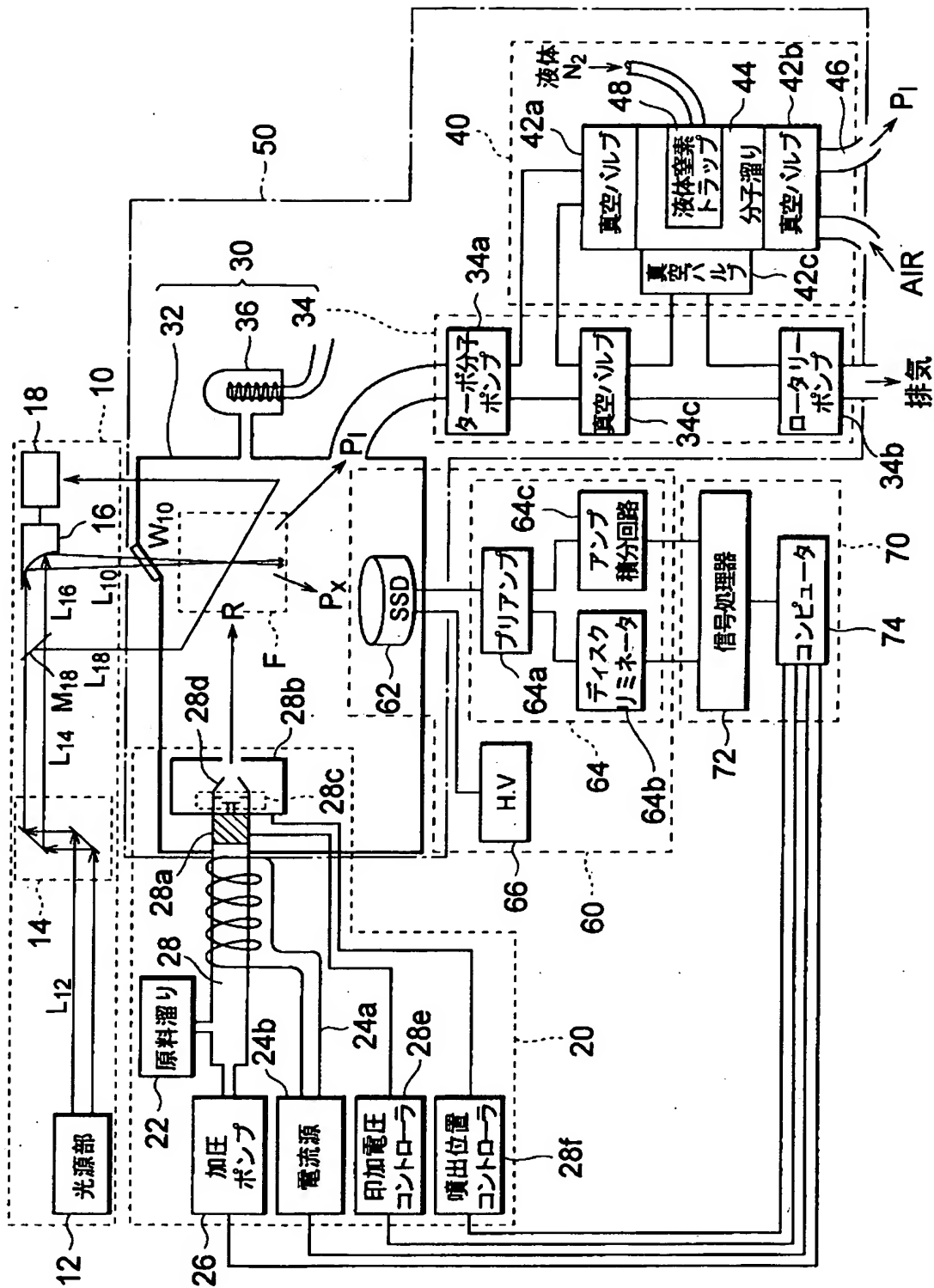
10…光学系、12…光源部、14…導光光学系、16…照射光学系、18…照射光制御部、20…原料供給部、22…原料溜り、24…温度設定部、24a…ヒーター、24b…電流源、26…圧力設定部、28…原料噴出部、28a…ガスバルブ、28b…位置調整機構、28c…電磁シャッタ、28d…ガスジェットノズル、28e…印加電圧コントローラ、28f…噴出位置コントローラ、30…核反応部、32…真空チャンバ、34…真空ポンプ、34a…ターボ分子

ポンプ、3 4 b …ロータリーポンプ、3 4 c …真空バルブ、3 6 …真空計、4 0 …生成核回収部、4 2 (4 2 a、4 2 b、4 2 c) …真空バルブ、4 4 …分子溜り、4 6 …分子回収パイプ、4 8 …液体窒素トラップ、5 0 …放射線遮蔽系、6 0 …核反応モニタ部、6 2 …粒子検出器、6 4 …信号整形回路、6 4 a …プリアンプ、6 4 b …ディスクリミネータ、6 4 c …積分回路、6 6 …電圧源、7 0 …核反応制御部、7 2 …信号処理器、7 4 …コンピュータ、 L_{10} …光学系 1 0 の出力光、 L_{12} …光源部 1 2 の出力光、 L_{14} …導光光学系 1 4 の出力光、 L_{16} …ビームスプリッタ M_{18} を透過する導光光学系 1 4 の出力光、 L_{18} …照射光制御部 1 8 用のプローブ光、 W_{10} …石英製光学窓、 M_{10} …ビームスプリッタ、R …原料物質、F …原子核生成領域、 P_X …反応生成粒子、 P_I …放射性同位体の原子核を有する分子。

【図 2】



【図 3】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 利用設備にオンサイトで設置することのできるコンパクトで低コストな放射性同位体生成装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】 内部が真真空に保持されている核反応部 3 0 と、この核反応部に放射性同位体の生成に必要な核種からなる原料物質 R を供給する原料供給部 2 0 と、核反応部 3 0 に供給されることにより分散状態にされた原料物質 R にパルスレーザー光を出力することにより、この原料物質 R に原子核反応を起こさせて放射性同位体を生成させる光学系 1 0 と、核反応部において生成する放射性同位体の原子核を有する分子 P_I を回収する生成核回収部 4 0 と、核反応部 3 0 において発生する放射線の外部漏洩を防止する放射線遮蔽系 5 0 とを備えている。これにより、核反応の反応場の位置を核反応部内の特定の微小領域に固定でき、核反応部に必要なスペースを大幅に縮小することができる。

【選択図】 図 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000236436]

1. 変更年月日 1990年 8月10日
[変更理由] 新規登録
住 所 静岡県浜松市市野町1126番地の1
氏 名 浜松ホトニクス株式会社